

JAP20 Rec'd PCT/PTO 04 APR 2006

明細書

磁気共鳴イメージング装置及びこれを用いた造影angiography法
技術分野

[0001] 本発明は、核磁気共鳴現象を利用して被検体の所望部位の画像を得る磁気共鳴イメージング装置に係わり、特に、造影剤を用いて血管系の走行を描出する造影angiography法により高画質の血管像を取得する技術に関する。

背景技術

[0002] 磁気共鳴イメージング(以下「MRI」と略記する)装置は、核磁気共鳴(以下「NMR」と略記する)現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピン(以下単にスピンと称す)の密度分布や緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意の断面を画像表示するものである。

[0003] そして、このMRI装置には、血流を描画するMRangiography(以下MRAと略す)という撮像機能を有しているものがある。このMRA撮像機能には造影剤を使用しない方法と造影剤を使用する方法があるが、一般に造影剤を使用した方が血管の描出能に優れており、高画質の血管像を得ることができる。

[0004] 造影剤を使用する方法としては、Gd-DTPAなどのT1短縮型の造影剤と短いTR(繰り返し時間)のグラディエントエコー系シーケンスを組み合わせる方法が一般的である。

[0005] これは、T1短縮型の造影剤を含む血流のスピンは周囲組織より短いT1を有しているために、同じTRでも飽和が起こりにくく相対的に他の組織より高信号を発することを利用して、造影剤を含む血液に満たされた血管腔内を他組織に対し高コントラストで描出する手法である。

[0006] 造影剤が血管内に留まっている短時間の間に血管を含むボリュームのデータ(具体的には3次元)の計測を行い、得られた3次元画像を重ね合わせて最大値投影法などの投影処理を行えば、血管の描画が可能となる。このため、MRAに用いられる撮像シーケンスとしては、3次元のグラディエントエコー法を基本とするシーケンスが一般的である。

[0007] この3次元造影MRAにおいて良好な画像を得るために、(1)造影剤の注入法、(2)撮像タイミング、(3)最適な撮像条件(特にフリップ角又は励起角)の設定が重要である。

[0008] 上記条件(1)については、撮像対象とする血管内に安定して高濃度を維持するよう造影剤を注入しなければならない。このため、一般的には自動注入器を用いて造影剤が急速注入される。

[0009] また、上記条件(2)については動脈のみを分離し選択的に撮像するためには、データ収集時に動脈における造影剤の濃度が高くなるように撮像タイミングを設定する必要がある。

[0010] 特に、画像のコントラストを支配しているk空間の中心部分(低周波領域)の計測を造影剤濃度がピークに達するタイミングに合わせるのが理想であり、使用するパルス系列のデータ収集法に対応してそのタイミングを設定する。このタイミング設定技術は、特許文献1に開示されている。

[0011] また、上記条件(3)については造影剤によるT2短縮に伴う信号減衰と血流による位相拡散とを最小限にするために、TE励起からエコー中心までの時間)は極力短く設定し(3ms以下)、TRについては、造影剤の注入速度に対応して、S/Nが許容される範囲で短めに設定する(10ms以下)。つまり、造影剤の濃度に追従して、TRの変更方法を変更する。

[0012] 特許文献1:米国特許第5, 553, 619号明細書

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0013] 上記条件(3)に関しては、従来の3次元造影MRA計測では、短いTRのグラディエントエコー・シーケンスを用いているため、血管内腔の造影剤濃度に対応して最適なフリップ角の設定が必要となる。通常は、造影剤濃度のピーク時の推定造影剤濃度におけるエルメント角が用いられる。

[0014] しかし、注入された造影剤の血管内腔での濃度は、時間に応じて刻々と変化しており、濃度ピークに達するまでは指數関数的に増加し、この濃度ピークに達した後は指數関数的に減衰する。このため、濃度ピーク時以外は、最適なフリップ角から外れて

しまい、計測期間の全てに渡っては、血液からの高信号が得られないという問題がある。

- [0015] このフリップ角の最適化も含めて、従来技術における3次元造影MRA計測では、目的部位での血管内腔の造影剤濃度のピーク時に合わせて撮像条件を最適化(特許文献1記載の技術)している。
- [0016] つまり、静脈から急速静注された造影剤の血管内腔での濃度は刻々と変化しているため、造影剤濃度がピークに達した時間帯での計測は、エコー信号強度を最大化するという点では最適な計測となっている。
- [0017] しかし、造影剤濃度のピーク時以外の、その前後の時間帯での計測は、必ずしも最適な計測となつてはいない。
- [0018] 特許文献1に記載の技術では、目的部位での血管内腔の造影剤濃度のピーク時に、 k 空間の中心データの取得時期を合わせることから、画像コントラストを決定する k 空間の中心部分の計測は最適化されており、高信号の取得は可能である。しかし、この特許文献1記載の技術では、画像の輪郭(シャープさ)を決定する要素となる k 空間の辺縁の計測では、最適な状態から外れてしまつてはいるため、最良な高信号を取得することができない。
- [0019] 本発明は、上記問題を解決するためになされたものであり、その目的は、被検体内に注入されて時々刻々と変化する造影剤の濃度に追随して、常に最適な条件で撮像し、より高画質な血管像の取得を可能にするMRI装置及びそれを用いた造影angiography法を提供することである。

課題を解決するための手段

- [0020] 上記課題を解決するために、本発明は次の様に構成される。
- [0021] (1) 磁気共鳴イメージング装置を用いて、被検体の血管像を造影剤を用いて撮影する造影angiography法であつて、(a) 前記血管を含む被検体の所望の領域を静磁場空間に配置するステップ、(b) 前記被検体に造影剤を注入するステップ、(c) 前記所望の領域を、少なくとも1つの撮影パラメータを有する所定のパルスシーケンスに基づいて撮影するステップ、(d) 前記撮影ステップで取得された撮影データから血管像を再構成するステップ、(e) 前記血管像を表示するステップを含む造影angiography法。

オグラフィー法において、前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、前記血管内の前記造影剤の濃度に対応して、前記パルスシーケンスの少なくとも1つの撮影パラメータの値を変更する。

- [0022] (2) 好ましくは、上記(1)において、前記撮影ステップ(c)では、前記造影剤の濃度に対応して第1の期間と第2の期間が設定され、前記第1の期間と前記第2の期間とで前記撮影パラメータの値が異なる。
- [0023] (3) また、好ましくは、上記(2)において、前記撮影ステップ(c)では、少なくとも2つの前記撮影パラメータを選択し、前記第1の期間と前記第2の期間とで異なる前記撮影パラメータを選択する。
- [0024] (4) また、好ましくは、上記(3)において、前記第1の期間では第1の撮影パラメータの値を変更し、前記第2の期間では第2の撮影パラメータの値を変更する。
- [0025] (5) また、好ましくは、上記(1)において、前記第1の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなる時点までの濃度増加期間であり、前期第2の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなった時点からの濃度減少期間である。
- [0026] (6) また、好ましくは、上記(4)において、前記第1の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなる時点を含む所定閾値以上の高濃度期間であり、前記第2の期間は、前記造影剤の濃度が所定閾値未満の低濃度期間である。
- [0027] (7) また、好ましくは、上記(5)において、前記パルスシーケンスは、前記撮影パラメータとしてフリップ角と繰り返し時間有するグラディエントエコー系のパルスシーケンスであり、前記フリップ角と前記繰り返し時間の内の少なくとも一方の値を変更し、前記フリップ角の変更は、前記濃度増加期間では濃度増加に追従して増加させ、前記濃度減少期間では濃度減少に追従して減少させ、前記繰り返し時間の変更は、前記濃度増加期間では濃度増加に追従して減少させ、前記濃度減少期間では濃度減少に追従して増加させる。
- [0028] (8) また、好ましくは、上記(6)において、前記パルスシーケンスは、前記撮影パラメータとしてフリップ角と繰り返し時間有するグラディエントエコー系のパルスシーケンスであり、前記第1の撮影パラメータは前記フリップ角と前記繰り返し時間の内のいずれか一方であり、前記第2の撮影パラメータは他方であり、前記フリップ角を、前記高

濃度期間のフリップ角が前記低濃度期間のフリップ角より大きくなるようにし、前記繰り返し時間を、前記高濃度期間の繰り返し時間が前記低濃度期間の繰り返し時間より短くなるようにする。

- [0029] (9) また、好ましくは、上記(8)において、前記第1の撮影パラメータの値を前記ピーク時点の前後で反対方向に変化させ、前記第2のパラメータの値を単調に増加又は減少させる。
- [0030] (10) また、好ましくは、上記(7)ー(9)において、前記フリップ角の変更は、そのフリップ角がエルンスト角となるように行い、前記繰り返し時間の変更は、前記フリップ角がエルンスト角となるように行う。
- [0031] (11) また、好ましくは、上記(1)において、前記表示ステップ(e)では、値が変更された撮影パラメータの各値から導かれる統計値を表示する。
- [0032] (12) また、好ましくは、上記(1)において、前記撮影ステップ(c)では、前記造影剤の濃度がピークとなる時点の近傍において、k空間の中心データを取得する。
- [0033] (13) また、好ましくは、上記(1)において、前記配置ステップ(a)と前記再構成ステップ(d)の間のいずれかにおいて、(f) 前記撮影ステップ(c)と同じパルスシーケンスで前記所望の領域を撮影するステップを有し、前記再構成ステップ(d)では、前記2つの撮影ステップ(c)と(f)で取得された画像の差分から前記血管像を求める。
- [0034] (14) また、好ましくは、上記(1)において、前記配置ステップ(a)と前記注入ステップ(b)の間に、(g) 前記被検体に前記造影剤を注入して、前記血管における該造影剤の濃度変化情報を取得するステップを含み、前記撮影ステップ(c)では、前記濃度変化情報に基づいて、該ステップ(c)の開始が指示されると共に前記撮影パラメータの値を変更する。
- [0035] (15) また、好ましくは、上記(1)において、前記注入ステップ(b)と前記撮影ステップ(c)の間に、(h) 前記血管を含む所望の領域の監視画像を連続して撮影して、前記撮影ステップ(c)の開始を指示するステップを有し、前記開始指示は、前記血管内における前記造影剤の濃度情報が反映された信号を前記監視画像から抽出して、該信号が所定の閾値を超えた時に行われる。
- [0036] (16) また、好ましくは、上記(1)において、前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、異

なる種類の前記撮影パラメータの値を変更する。

- [0037] (17) また、好ましくは、上記(1)において、前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、前記撮影パラメータの値の変更方法を変更する。
- [0038] (18) 被検体に、静磁場を与える静磁場発生手段と、傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体体内の原子核スピニンに核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスを照射する高周波磁場送信手段と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出するエコー信号受信手段と、上記エコー信号を受信するための、少なくとも1つの撮影パラメータを有するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段と、上記エコー信号受信手段で検出したエコー信号を用いて血管像を再構成する信号処理手段と、前記血管像を表示する表示手段(と、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、前記パルスシーケンス制御手段(4)は、前記パルスシーケンスの実行中に、前記被検体に注入された造影剤の前記血管内における濃度に対応して、該パルスシーケンスの少なくとも1つの撮影パラメータの値を変更する。
- [0039] (19) 好ましくは、上記(18)において、前記信号処理手段は、事前に取得された前記造影剤の濃度変化情報に基づいて前記濃度を予測し、前記パルスシーケンス制御手段は、前記濃度の予測値に基づいて前記血管像の撮影を行う。
- [0040] (20) また、好ましくは、上記(19)において、前記血管像の撮影の開始を指示する入力を受け付けるための入力部を備え、前記パルスシーケンス制御手段は、前記血管を含む監視画像を連続して撮影し、前記表示手段は、前記監視画像を連続して表示し、前記パルスシーケンス制御手段は、前記開始指示に基づいて、前記監視画像の撮影から前記血管像の撮影に切り替える。
- [0041] (21) また、好ましくは、上記(18)において、造影剤注入手段を有し、造影剤が該造影剤注入手段によって注入される。

発明の効果

- [0042] 本発明によれば、被検体内に注入されて時々刻々と変化する造影剤の濃度に追随して、常に最適な条件で撮像し、より高画質な血管像の取得を可能にする造影アンジオグラフィー法を実現することができる。
- [0043] また、上記造影アンジオグラフィー法を実施するMRI装置を提供することができる。

[0044] また、本発明によれば、造影剤を用いた血管撮像、即ち3次元造影MRA計測において、血管内腔で時間と共に変化する造影剤濃度に追随し、撮影条件を最適にして、特にフリップ角と繰り返し時間TRを最適にして計測でき、計測ウインドウ全てに渡って血管内腔を高信号で取得することができる。

図面の簡単な説明

[0045] [図1]本発明が適用されるMRI装置の概略全体構成を示すブロック図である。
[図2]本発明によるMRI装置が実行する造影MRA計測でのフリップ角の制御を説明する図である。
[図3]各種の造影剤濃度におけるフリップ角対信号強度曲線を示す図である。
[図4]本発明の第1の実施形態における造影MRA計測で取得される信号強度を説明する模式図である。
[図5]本発明の第2の実施形態における造影MRA計測でのTR制御を説明する図である。
[図6]公知の3次元グラディエントエコーチケンスの概略説明図である。
[図7]本発明の第3の実施形態における造影MRA計測でのTR、FA制御を説明する図である。
[図8]本発明の実施形態における画面表示例である。

符号の説明

[0046] 1…被検体、2…静磁場発生系、3…傾斜磁場発生系、4…シーケンサ、5…送信系、6…受信系、7…信号処理系(信号演算処理手段)、8…CPU(信号演算処理手段)、9…傾斜磁場コイル、10…傾斜磁場電源、11…高周波発信器、12…変調器、13…高周波増幅器、14a…送信側高周波コイル、14b…受信側高周波コイル、15…増幅器、16…直交位相検波器、17…A/D変換器、18…磁気ディスク、19…光ディスク、20…ディスプレイ

発明を実施するための最良の形態

[0047] 以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。
[0048] なお、発明の実施形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

[0049] 図1は、本発明が適用されたMRI装置の一実施形態における全体概略構成図である。

[0050] このMRI装置は、MR現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図1に示すように、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備える。

[0051] 静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

[0052] また、傾斜磁場発生系3は、X, Y, Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイル9を駆動する傾斜磁場電源10とを備える。そして、後述のシーケンサ4からの命令に従って、それぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X, Y, Zの3軸方向の傾斜磁場G_z, G_y, G_xを被検体1に印加する。

[0053] より具体的には、X, Y, Zのいずれかの1方向にスライス選択傾斜磁場パルス(G_z)を印加して被検体1に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード傾斜磁場パルス(G_y)と周波数エンコード傾斜磁場パルス(G_x)を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

[0054] シーケンサ4は、高周波磁場パルス(以下、「RFパルス」という)と傾斜磁場パルスをある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段である。このシーケンサ4は、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

[0055] さらに、本発明の実施形態におけるMRI装置では、シーケンサ4はRFパルスの出力を変化させながら計測できる手段を備える。

[0056] また、送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピニに核磁気共鳴を起こさせるためにRFパルスを被検体1に照射するもので、高周波発振器11と、変調器12と、高周波増幅器13と、送信側の高周波コイル14aとを備える。

[0057] 高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に、被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給す

ることにより、RFパルスが被検体1に照射される。

[0058] 受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと、増幅器15と、直交位相検波器16と、A/D変換器17とを備える。

[0059] 送信側の高周波コイル14aから照射されたRFパルスによって誘起される被検体1からの応答MR信号が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出される。そして、検出されたMR信号は、増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

[0060] 信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有する。受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

[0061] なお、図1において、送信側及び受信側の高周波コイル14a、14bと、傾斜磁場コイル9とは、被検体1が挿入される静磁場発生系2の静磁場空間内に被検体1に対向して設置されている。

[0062] また、本発明の実施形態においては、MRI装置に、例えば、USP5553619のFig.5A,5Bに記載されているような、造影剤注入手段が備えられている。

[0063] 現在、MRI装置の撮像対象核種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質である水素原子核(プロトン)である。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和時間の空間分布に関する情報を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮像する。

[0064] 次に、本発明の実施形態であるMRI装置の撮像方法を説明する。

図6は、直交系サンプリング法のグラディエントエコーパルスシーケンスを示す図である。図6に示したRF、Gz、GY、Gx、Echoはそれぞれ、RFパルス、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、周波数エンコード傾斜磁場、エコー信号の軸を表す。また、501はRFパルス、502はスライス選択傾斜磁場パルス、503はスライスエンコ

ード傾斜磁場パルス、504は位相エンコード傾斜磁場パルス、505は周波数エンコード傾斜磁場パルス、506はエコー信号である。

- [0065] 3次元撮像では、短い繰り返し時間TR(例えば10ms以下)毎に、スライス選択傾斜磁場502を印加しながらRFパルス501を印加して3次元Volumeを選択した後に、スライスエンコード傾斜磁場パルス503と位相エンコード傾斜磁場パルス504の印加量(=傾斜磁場パルス波形と時間軸との囲む面積)を変えて異なるスライスエンコード量及び位相エンコード量を印加する。そして、周波数エンコード傾斜磁場を印加しながら3軸方向の位置情報をエコー信号506に付与して検出する。
- [0066] この操作を(スライスエンコード数X位相エンコード数)の回数だけ繰り返し、3次元画像の再構成に必要なエコー信号を取得する。スライスエンコード数は、8、16、32、64等の値が選ばれ、位相エンコードの数は、通常1枚の画像あたり64、128、256、512等の値が選ばれる。
- [0067] 各エコー信号は、通常、128、256、512、1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを3次元フーリエ変換して3次元画像を作成する。
- [0068] エコー信号を計測した後は、例えば、図6に示すように、スライスエンコード量及び位相エンコード量の印加量をTR間で0(ゼロ)になるように、スライスエンコード傾斜磁場503と逆極性の傾斜磁場510、位相エンコード傾斜磁504と逆極性の傾斜磁場511を印加し、同時に周波数エンコード方向には横磁化の位相を分散させるspoiler-512を印加する。
- [0069] さらに、RFパルス501の位相もその印加毎に一定量変える。これにより、TR間で印加される傾斜磁場量は各軸で一定になるので、繰り返し時間TRが撮像対象となる部位の磁化の緩和時間T1、T2より短い場合には、その部位の磁化は定常状態になる。
- [0070] ただし、周波数エンコード方向にspoiler-512を挿入して周波数エンコード方向にはTR間の傾斜磁場量を0(ゼロ)にしていないので、得られる画像のコントラストは、T2強調の入らないT1強調画像となる。これは、周波数エンコード方向もTR間で傾斜磁場量を0(ゼロ)にすると、T2強調画像となつて、造影MRAには不適当な画質となつ

てしまうことを避けるためである。

[0071] なお、図6ではスライスエンコード量と位相エンコード量がTR間で0(ゼロ)になるよう、それぞれ逆極性の傾斜磁場510、511を印加しているが、0(ゼロ)でなく、周波数エンコード傾斜磁場のようにTR間で一定量となるように傾斜磁場510、511を、それぞれ、傾斜磁場503、504に対応して印加しても定常状態は達成され、得られる画像は造影MRAに適当なT1強調画像となる。

[0072] 尚、血流を撮像対象としているので、流れによるディフェイズ(Dephase)をリフェイズ(Rephase)するための傾斜磁場即ちグラディエントモーメントヌーリング(Gradient Moment Nulling)を付加してもよい。しかし、これは本発明に必須ではなく、TR/TE短縮のためには、むしろ単純なグラディエントエコーとするのが好ましい。

[0073] 次に、本発明のMRI装置による造影MRAを説明する前に、造影MRAについて簡単に説明する。背景技術で説明した様に、Gd-DTPAなどのT1短縮型の造影剤と、上記短いTRのグラディエントエコー系シーケンスとを組み合わせることで、造影剤を含む血液は高信号で描出可能となる。しかし、細い血管の描出の際には血管以外の組織とのコントラストが十分に得られない場合が多い。

[0074] そのため、造影前後の画像間で差分処理を行って血管以外の組織を除去する方法が用いられる。この方法は、3DMR-DSA(Digital SubTRaction Angiography)などと呼ばれる。

[0075] また、よく知られているように、生体内の血液循環システムでは心臓から駆出した血液は動脈から各組織を巡り静脈へ戻って心臓→肺へと循環する。従って、肘静脈から造影剤を注入後、心臓を通って拍出された血液は、最初に動脈系を造影し、毛細血管を介して次に静脈系が描出される。

[0076] 病態の臨床診断においては、動脈系のみならず、静脈系の描出も必要な場合があり、造影MRAの計測を複数のPhaseに亘って連続的に撮像を行うことが望ましい場合もある。こうした撮像法をダイナミックMRAと呼ぶ。

[0077] 上述した各種造影MRAの詳細については、文献「3DConTRast MR Angiography 2nd edition. Prince MR, Drist TM an Debatin JF, Springer, PP3-39.1988」に詳しく記載されている。特に、3DMR-DSAについては、この文献のP16-P19に記載されて

いる。

- [0078] 以上に説明した造影MRAの説明を踏まえて、本発明のMRI装置による造影MRAの一実施形態を、図1ー図5を参照して説明する。
- [0079] まず、被検体1を静磁場発生系内の計測空間に配置し、目的とする血管を含む撮像領域を決定し、目的とする血管内で造影剤濃度がピークに達するタイミングを検出するためのタイミング撮像を行う。
- [0080] これには、上記文献「3DConTRast…」に記載されている以下の2つの方法(M-1)、(M-2)がある。
- [0081] (M-1) テストインジェクション法: 少量の造影剤(約1ー2ml)を被検体1にテスト注入して対象部位における時間ー信号曲線を得て、そこから造影剤の到達時間を計測する。そして、この結果を基にして本撮像を行う方法である。つまり、本撮像用の造影剤注入後から上記到達時間後に本撮像を開始する。
- [0082] この方法(M-1)は、造影剤を本撮像に先行して使用することにより、僅かな背景組織の造影を生じるが、大きな問題にはならないレベルであり、本撮像のタイミングを測定することにより得られるメリットのほうが大きい。そして、この方法では、タイミングを取得した後に適当な時間において本撮像を行う。
- [0083] (M-2) フロロスコピックトリガー法: モニター領域内で特定の部位に関心領域(ROI)を設定して、その部位のリアルタイム連続撮像(フロロスコピック撮像)を行いながら、そのROIの信号変化を捉える。そして、ROIの信号値が予め設定した閾値を超えた時点で自動的に目的とする部位の本撮像を始める方法(つまり、自動トリガー)である。
- [0084] あるいは、目的とする血管をリアルタイム連続撮像を行いながら観察し、適切な信号上昇が得られた時点で目的とする血管の本撮像の開始をキーボード等のユーザーインターフェースを介して指示する方法(つまり、マニュアルトリガー)である。
- [0085] 閾値を超えた時点で本撮像を始める方法(自動トリガー)、適切な信号上昇が得られた時点で本撮像の開始を指示する方法(マニュアルトリガー)のどちらを用いても良い。
- [0086] このフロロスコピックトリガー法は、撮像タイミングを取得後、直ちに本撮像を行う。
- [0087] 上記(M-1)、(M-2)の2つのいずれの方法においても、例えば、本撮像時の造影

前の画像を取得しておき、造影後と造影前との画像の差分をとる。また、本撮像では、同一条件で同一スライスまたはスラブ(つまり、3次元撮像時のスライス方向の撮像領域)位置について連続的に計測を行う。

- [0088] 撮像タイミング計測のための撮像シーケンスと本撮像のための撮像シーケンスとは、任意の撮像シーケンスでよく、特に限定されないが、例えばタイミング撮影の場合には2次元の、本撮影の場合は3次元のグラディエントエコー法を基本とするシーケンスを用いるのが良い。
- [0089] 次に、 k 空間(計測空間)上でのエコー信号の計測順序について説明する。上記タイミング撮像で得られた目的とする血管への造影剤到達時間を基に、目的とする血管の造影剤濃度ピーク時に、 k 空間の中心データの計測を合わせるように計測を開始する。
- [0090] この際の k 空間走査方法はシーケンシャル系でもセントリック系でも良い。
- [0091] 2次元の場合において、シーケンシャル系の k 空間走査方法は、 k 空間の ky 軸(位相エンコード)方向におけるいずれか一方の高空間周波数側の端から他方の高空間周波数側の端に向けて順次連続的にエコー信号を取得する。例えば、位相エンコード数を256とすると、 $ky = -128 \rightarrow +127$ と、順にエコー信号を取得する。
- [0092] 一方、セントリック系の k 空間走査方法では、 k 空間の中心(つまり低空間周波数側)から高空間周波数側の端に向けて順次連続的にエコー信号を取得する。例えば、位相エンコード数を256とすると、 $ky = 0, -1, +1, -2, +2, \dots, +127, -128$ と k 空間の正側負側を交互にエコー信号を取得する。
- [0093] k 空間の中心領域(つまり低空間周波数領域)のデータは主に画像のコントラストを決定し、高空間周波数領域のデータは主に画像の輪郭(シャープさ)を決定する。
- [0094] 3次元の場合においては、2次元の k 空間にスライスエンコードに対応する kz 軸が追加される。この kz 軸方向に対しても、上記 ky 軸方向におけるシーケンシャル系又はセントリック系の k 空間走査方法を適用することができる。
- [0095] 次に、本発明の造影MRA計測における最適撮像条件の設定について説明する。最初に、本発明の最適撮像条件設定に関する第1の実施形態であるフリップ角の最適設定について説明する。なお、本発明の第1の実施形態では、目的部位での血

管内の造影剤濃度変化に追従して、エコー信号強度が大きくなるようにフリップ角を制御する。特に、フリップ角がエルンスト角となるように又はエルンスト角に近くなるようにフリップ角を制御してエコー信号を計測する。

[0096] はじめに、造影剤濃度の時間変化に関する一般論を説明する。

一般に、静脈から注入された造影剤の動脈相での最大濃度は概算で、次式(1)のように推定される(文献「3DConTRast…」参照)。

[0097]
$$\text{最大濃度} = (\text{造影剤原液の濃度} (\text{mmol}/\text{ml}) \times \text{造影剤注入速度} (\text{ml}/\text{s})) / (\text{心臓拍出量} (\text{ml}/\text{s})) \quad \text{---(1)}$$

一般成人の心臓の拍出量は約5.51/分、すなわち約97ml/sであり、造影剤の原液は500mmol/mlであることから、造影剤を1ml/sで注入した場合、動脈相での造影剤の推定最大濃度(ピーク時の濃度)は約5mmol/mlと推定される。

[0098] また、造影剤を注入した後の血管内での経時的な濃度変化は、例えば図2の(a)に示すように時間変化するが、この時間変化 $b(t)$ は、次式(2)で推定される。

[0099]
$$b(t) = C_1 (t + 2\tau_1)^2 \exp(-t/\tau_1) + C_2 t^2 \exp(-t/\tau_2) \quad \text{---(2)}$$

ただし、上記式(2)において、 t は被検体に造影剤を注入してからの経過時間、 τ_1 、 τ_2 、 C_1 、 C_2 は定数であり、例えば、 $\tau_1 = 4.7\text{s}$ 、 $\tau_2 = 2.4\text{s}$ 、 $C_2/C_1 = 0.37$ を用いることができる。

[0100] 任意の経過時間における造影剤濃度は、図1に示したCPU8にて、上記(2)式に基づき計算され推定される。

[0101] しかし、実際には、これらの定数は、被検体の個体差が少なからずあるため、例えば、本撮像前に行う上記テストインジェクション法(M-1)に基づくテスト撮像で取得した個人毎の実際の造影剤濃度変化(つまり、各経過時間における信号強度変化)から、個体毎に、定数 τ_1 、 τ_2 、 C_1 、 C_2 の値を決定してもよい。

[0102] テスト撮像結果から定数の値を決定する場合は、テスト撮像により得られた造影剤濃度変化を反映した複数の画像を、一旦、信号処理系7の外部記憶装置等に記憶する。

[0103] そして、テスト撮像の終了後に、CPU8によりこれらの画像を解析して、濃度変化を示す $b(t)$ の式(2)における各定数を求め、その結果を外部記憶装置等に記憶して

おく。

[0104] そして、テスト撮像後に実行される本撮像時に、外部記憶装置に記憶した定数を使用して、(2)式に基づき任意の経過時間における造影剤濃度をCPU8にて計算して推定する。

[0105] また、造影剤の注入された血管内腔のT1値は、次式(3)により算出することができる。

[0106]
$$1/T_1(\text{造影後}) = 1/T_1(\text{造影前}) + (\text{造影剤の緩和率}) \times (\text{造影剤の濃度}) \quad \text{---(3)}$$

上記(3)式の(造影剤濃度)として、(2)式を用いて推定された造影剤濃度 $b(t)$ を用いることで、造影剤濃度の時間変化に対する造影後の血管内腔のT1値を推定することができる。

[0107] また、グラディエントエコー法において、エコー信号を最大にするためのフリップ角のことをエルンスト角とよぶが、このエルンスト角 α は、次式(4)で算出できる。

[0108]
$$\cos \alpha = \exp(-TR/T_1) \quad \text{---(4)}$$

上記式(4)において、TRは繰り返し時間、T1は血管内腔のT1値である。

[0109] 図3は、造影剤濃度値を変えた場合におけるフリップ角(横軸)と信号強度(縦軸)との関係を示すグラフであり、信号強度が最大となるフリップ角がエルンスト角FAである。

[0110] 図3の例では、造影剤濃度 b_3 のエルンスト角は FA_3 、造影剤濃度 b_2 のエルンスト角は FA_2 、造影剤濃度 b_1 のエルンスト角は FA_1 である。造影剤濃度は、 b_1 が最も低く、 b_3 が最も高く、エルンスト角 FA_1 が最も小さく、 FA_3 が最も大きくなっている。信号強度も、造影剤濃度 b_1 のエルンスト角 FA_1 の信号強度 S_1 は、造影剤濃度 b_2 のエルンスト角 FA_2 の信号強度 S_2 より小さく、この信号強度 S_2 は、造影剤濃度 b_3 のエルンスト角 FA_3 の信号強度 S_3 より小さい。

[0111] 図3に示した結果から、造影剤濃度が高くなるほどT1短縮効果が高まることになるので、(4)式におけるT1が小となることにより、 $\cos \alpha$ も小となることからエルンスト角 α は大きくなる。

[0112] 上記一般論から、(4)式のT1として、(3)式により得られた造影後の推定T1値を用

いれば、被検体に造影剤を注入した後であって、目的部位の血管内における造影剤濃度の時間変化に追従したエルンスト角を推定することができる。つまり、造影剤濃度に追従して信号強度を最大にするフリップ角を推定することができる。

- [0113] 本発明の第1の実施形態は、造影剤濃度に追従して信号強度を最大にするフリップ角の推定方法を3次元造影MRA計測に適用したものである。つまり、上記(4)式等により算出される、上記フリップ角の時間変化 $\alpha(t)$ となるように、実際のフリップ角を制御する。
- [0114] 上述のようにしてフリップ角を制御することにより、経時的に変化する造影剤濃度に追随して、検出信号強度が大となるに最適なフリップ角での計測が可能となり、より高画質な血管像の取得が可能となる。
- [0115] 図2の(b)は、図2の(a)に示す推定造影剤濃度 b の時間変化 $b(t)$ に追従してフリップ角を制御する様子を示すグラフである。図2の(b)において、縦軸はフリップ角(FA1～FA3)、横軸は、図2の(a)と共通の経過時間 t を示す。
- [0116] 図2の(b)において、曲線102は、本発明の第1の実施形態により、造影剤濃度に追従してフリップ角を変化させる例を示し、直線101は、本発明とは異なり、造影剤濃度の変化に関係無く、フリップ角を例えばFA3に固定する例を示す。
- [0117] 図2の(b)に示すように、フリップ角の変更方法として、(4)式で算出された $\alpha(t)$ に従って、造影剤濃度が徐々に高くなっていく期間 D_a (時刻 t_1 ～ t_2) ではフリップ角を造影剤濃度に追従して増加する(FA1→FA2→FA3)。造影剤濃度がピークに達した後、徐々に低くなっていく期間 D_b (時刻 t_2 ～ t_3) では、低下していく造影剤濃度に追従してフリップ角を徐々に減少させる(FA3→FA2)。つまり、造影剤の濃度に追従して、フリップ角の変更方法を変更する。
- [0118] フリップ角の具体的な制御は、図1に示したシーケンサ4によって行われる。即ち、信号処理系7の外部記憶装置等から取得した(2)式の各定数を使用してCPU8が任意の経過時間における造影剤濃度を推定し、その推定値を(3)式に代入して造影後の所望の血管内腔のT1値を求める。そして、CPU8は、求めたT1値を使用して、(4)式からエルンスト角を求めてシーケンサ4に通知する。
- [0119] シーケンサ4は、送信系5の高周波発振器11、変調器12、及び高周波増幅器13

を制御して、CPU8から通知されたエルンスト角に対応するRFパルスを高周波コイル14aから被検体に印加する。

- [0120] 図4の(a)、(b)は、造影剤濃度に追従してフリップ角を制御した場合に取得される信号強度の一例を示す図である。図4(a)は、造影剤濃度の時間変化を示し、図4の(b)は、血管内の造影剤濃度変化に追随して、図2の(b)に示したように、フリップ角を常にエルンスト角に近い値になるように変化させた場合に取得される信号強度の時間変化を示したものである。
- [0121] 図4の(b)において、曲線111が、フリップ角を制御しない従来法によって得られる信号強度の時間変化であり、曲線112が本発明の第1の実施形態によるフリップ角を制御する方法によって得られる信号強度の時間変化である。
- [0122] 図4の(b)に示すように、フリップ角を制御しない例と比較して、フリップ角を制御することで、計測ウインドウ内の全ての計測に渡ってより高い信号を取得可能となることが理解できる。
- [0123] ここで、図2に示すように、造影剤濃度がピークになる時点でk空間の中心データを取得するようにしている。
- [0124] なお、フリップ角を隨時適切な値に変更することによって、フリップ角の変化に合わせて目的とする血管以外の静止領域からの信号強度が変化することとなる。しかし、造影MRAでは、上述したように、造影前後又は時間的に相前後する画像間で差分処理を行って血管以外の組織を除去し、血管のみを描出する差分画像が用いられる。したがって、静止部分の信号強度の変化は、この差分処理によってキャンセルされるため特に問題となることはない。
- [0125] また、実際にはフリップ角を急激に変化するわけではないので、静止領域からの信号強度が変化する影響は実際上は少ない。
- [0126] 以上の本発明の第1の実施形態では、アンジオグラフィー法において、造影剤濃度変化に追従して、TRを固定としてフリップ角がエルンスト角になるように制御した。
- [0127] これに対して、フリップ角を固定として、TRを変化させることで、一定のフリップ角がエルンスト角となるようにTRを制御することも可能である。
- [0128] 本発明の第2の実施形態は、上述したように、フリップ角を固定として、TRを制御す

ることで、フリップ角がエルンスト角となるように制御する例である。

[0129] 上述したように、造影剤濃度が高い程、T1は短縮されるので、上記(4)式に従って、エルンスト角 α を一定とするために、造影剤濃度が増加する期間ではT1の短縮に合わせてTRを短くする。そして、造影剤濃度が減少する期間では逆にT1が伸張されるので、T1の伸張に合わせてTRを長くする。

[0130] ここで、TRを造影剤濃度の変化に合わせて変更することによって、TRの変化に伴い目的とする血管以外の静止領域からの信号強度も変化する。これは、フリップ角を変化させる第1の実施形態の場合と同様に、差分画像を用いること及びTRは急激には変更されないことから、静止領域からの信号強度が変化する影響は、実際上少ないので、画像上において問題とはならない。

[0131] 本発明の第2の実施形態である造影剤濃度に追従してTRを制御した場合に取得される信号強度の一例を図5の(a)、(b)に示す。

[0132] 図5の(a)は、図2の(a)の血管内の推定造影剤濃度変化 $b(t)$ を示す。図5の(b)は、造影剤濃度変化に追随してTRを変化させ、一定のフリップ角が常にエルンスト角又はそれに近い値になるようにした場合に取得される信号強度の時間変化を示す。図5の(b)の縦軸はTR値を示し、横軸は、図5の(a)と一致させた時間を示す。

[0133] また、図5の(b)の直線201は、TRを制御しない従来法によって得られる信号強度の時間変化であり、曲線202が本発明の第2の実施形態によりTRを制御する方法によって得られる信号強度の時間変化である。

[0134] 図5の(a)、(b)において、TRの変更方法において、上記(4)式により α を一定とするために算出されるTRの時間変化関数 $TR(t)$ に従って、造影剤濃度が徐々に高くなつていて期間 $D_a(t_1 \sim t_2)$ では、造影剤濃度の増加に追従してTRを徐々に短くする。そして、造影剤濃度が徐々に低くなつていて期間 $D_b(t_2 \sim t_3)$ では造影剤濃度の低下に追従してTRを徐々に長くする。つまり、造影剤の濃度に追従して、TRの変更方法を変更する。

[0135] 図5の(b)に示すようにTRを制御することで、図4の(b)に示したと同様の信号強度の時間変化が得られる。つまり、計測ウインドウ内の全ての計測に渡ってより高い信号が取得可能となる。なお、この例においても、図5の(b)に示すように、造影剤濃度

がピークになる時点 t_2 で、 k 空間の中心データを取得するようにしている。

[0136] TRの具体的な制御は、図1に示したシーケンサ4によって行われる。即ち、上記フリップ角を変化させる第1の実施形態と同様に、造影後の所望の血管内腔のT1値を求め、求めたT1値を使用して、上記(4)式から、所定のフリップ角がエルンスト角となるTRを求めてシーケンサ4に通知する。シーケンサ4は繰り返し時間間隔がこの求めたTRとなるように所定のパルスシーケンスを制御する。

[0137] 以上、第1と第2の実施形態を、それぞれフリップ角とTRの値を変更する場合を例にして説明したが、複数の撮影パラメータを同時に変更しても良い。例えば、造影剤の濃度がピークになる時点までの濃度増加期間においては、造影剤の濃度増加に追従してフリップ角を増加させると共にTRを減少させてもよい。一方、造影剤の濃度がピークになった時点以降の濃度減少期間においては、造影剤の濃度減少に追従してフリップ角を減少させると共にTRを増加させてもよい。

[0138] 次に、本発明の第3の実施形態について説明する。

この第3の実施形態は、計測ウインドウ期間内に、推定造影剤濃度がピークとなる時点を含むその近傍期間の高濃度期間と、高濃度期間以外の低濃度期間を設定し、高濃度期間においてTR制御とし、低濃度期間においてフリップ角制御とする。

[0139] つまり、高濃度期間は、 k 空間の中心近傍のデータを取得する期間であるので、多くのデータを取得するためには、TR期間が短い方が望ましい。したがって、高濃度期間のTRを低濃度期間のTRよりも短くするとともに、フリップ角がエルンスト角となるようにTR制御を行う。

[0140] 一方、低濃度期間はT1が長くなるので、TRを長くすることによって、充分な緩和時間を確保して信号強度を増大させることができる。したがって、低濃度期間のTRを高濃度期間のTRより長くし、フリップ角 α がエルンスト角となるようにフリップ角を制御する。なお、高濃度期間ではフリップ角を一定にし、低濃度期間ではTRを一定にしてもよい。

[0141] 図7を参照して、本発明の第3の実施形態について説明する。なお、図7の縦軸は、TR又はFAを示し(ここでは、TR制御期間はFA一定、FA制御期間はTR一定とする)、横軸は経過時間を示す。

[0142] 図7の(b)の時点t1～t1aの期間は、低濃度期間の前半であるので、曲線701に示すように、TRを一定とし、上記式(4)で算出された $\alpha(t)$ に従って、造影剤濃度に追従して、フリップ角がエルメント角となるようにフリップ角を制御する。

[0143] 次に、時点t1a～t2bの期間は、高濃度期間であるので、フリップ角を一定とし、この一定のフリップ角がエルメント角となるようにTRを制御する。

[0144] そして、時点t2b～t3の期間は、低濃度期間の後半であるので、TRを一定とし、造影剤濃度に追従して、フリップ角がエルメント角となるようにフリップ角を制御する。

[0145] この第3の実施形態は、撮影中に異なる撮影パラメータを変更する一例である。

[0146] なお、フリップ角制御からTR制御への切り替えの判断は、計測ウンドウの開始時点から一定期間後に、フリップ角制御からTR制御への切り替え、さらに、その所定時間後に、TR制御からフリップ角制御への切り替えを行なうことができる。

[0147] 或いは、推定造影剤濃度に閾値を設け、閾値以上の期間を高濃度期間とし、閾値未満の期間を低濃度期間とすることができる。この閾値は、例えば、推定造影剤濃度のピーク値の80%とすることができる。

[0148] また、信号強度をモニターし、モニターした信号強度がピークに近い一定値となるまで、フリップ角制御を行い、信号強度が一定値となった時点でTR制御への切り替えを行うことも可能である。その後、信号強度が一定値以下となった時点でフリップ角制御に切り替える。

[0149] 上記第3の実施形態の説明では、高濃度期間でTR制御を行い、低濃度期間でフリップ角制御を行う例を説明したが、逆に、高濃度期間ではフリップ角制御を行い、低濃度期間ではTR制御を行っても良い。

[0150] いずれの場合も、高濃度期間では、撮影パラメータの値を造影剤濃度のピーク時点の前後で反対方向に変更する。例えば、TR制御の場合は、ピーク時点になるまでTRを減少させ、ピーク時点からはTRを増加させる。フリップ角制御の場合は、ピーク時点になるまでフリップ角を増加させ、ピーク時点からはフリップ角を減少させる。一方、低濃度期間では、撮影パラメータの値を単調に減少又は増加させる。例えば、TR制御の場合は、ピーク時点前の濃度増加期間では、TRを減少させ、ピーク時点後の濃度減少期間ではTRを増加させる。フリップ角制御の場合は、ピーク時点前の

濃度増加期間では、フリップ角を増加させ、ピーク時点後の濃度減少期間ではフリップ角を減少させる。

- [0151] 上記第3の実施形態の説明では、フリップ角とTRのいずれか一方を一定にして他方を制御する例を説明したが、複数の撮影パラメータの値を変更制御してもよい。例えば、高濃度期間において、造影剤濃度のピーク時点を中心にしてTRの値を下に凸状に変更すると共に、フリップ角の値を上に凸状に変更してもよい。一方、低濃度期間において、ピーク時点前の濃度増加期間では、フリップ角を増加させると共にTRを減少させ、ピーク時点後の濃度減少期間では、フリップ角を減少させると共にTRを増加させても良い。
- [0152] 次に、本発明の第4の実施形態としては、高濃度期間である時点 $t1a \sim t2b$ までの期間におけるフリップ角を一定値とし、低濃度期間である時点 $t1 \sim t1a$ 及び $t2b \sim t3$ までの期間におけるフリップ角を他の値に設定する。好ましくは、高濃度期間のフリップ角は、低濃度期間のフリップ角より大の一定値に設定する。
- [0153] また、本発明の第5の実施形態としては、高濃度期間である時点 $t1a \sim t2b$ までの期間におけるTRを一定値とし、低濃度期間である時点 $t1 \sim t1a$ 及び $t2b \sim t3$ までの期間におけるTRを他の値に設定する。好ましくは、高濃度期間のTRは、低濃度期間のTRより短時間に設定する。なお、このように、フリップ角を設定した状態で、前述のフリップ角制御を行っても良い。
- [0154] ここで、本発明の第4及び第5の実施形態において、第1の撮影パラメータとしてのフリップ角又はTRの値を、造影剤濃度のピーク時点の前後で、大小又は長短の反対方向に変化させ、第2の撮影パラメータとしてのTR又はフリップ角値を単調に増加又は減少させることもできる。
- [0155] 或いは、前記第4と第5の実施形態を同時に実行して、高濃度期間と低濃度期間とでフリップ角とTRをそれぞれ異なる一定値としてもよい。
- [0156] なお、第1の実施形態の変形例として、推定造影剤濃度がピーク近辺の高濃度期間のTRを、それ以外の低濃度期間のTRより短時間の一定期間として、全計測ウインドウ期間に渡り、フリップ角制御を行なうことも可能である。あるいは逆に、高濃度期間のフリップ角を低濃度期間のフリップ角より大きい一定角として、全計測ウインドウ

期間に渡り、TR制御を行ってもよい。

[0157] このようにすることにより、推定造影剤濃度がピーク近辺の高濃度期間で、より多くのデータを取得することができるからである。

[0158] 本発明においては、造影剤濃度に追従して、TR又はフリップ角を変更する技術であるので、これらTRの値、フリップ角の値を、図8に示すように、表示画面上に表示させることができる。

[0159] 図8に示した例は、撮像した血管像と共に、TRの平均値、フリップ角の平均値を表示する例である。この表示例以外に、これらTR、フリップ角の最大値、最小値、最頻値、k空間の中心データ計測時の値を表示することもできる。さらに、これらを複数合わせて表示することも可能である。

[0160] 以上、本発明の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiograフィー法に関する種々の実施形態を説明したが、本発明は、以上の実施形態で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で他の形態を取りうる。

[0161] 例えば、パルスシーケンスに基いて、被検体の撮影中に、異なる種類の撮影パラメータの値を変更する他の一例として、造影剤の濃度がピークになる時点までの濃度増加期間にTRを変更し、造影剤の濃度がピークになった時点以降の濃度減少期間にフリップ角を変更してもよい。

[0162] また、被検体の撮影中に、撮影パラメータの値の変更方法を変更する他の一例として、前半の低濃度期間ではTRを減少させ、高濃度期間ではTRを前記減少過程の最終値で一定とし、後半の低濃度期間ではTRを増加させてもよい。或いは、前半の低濃度期間ではフリップ角を増加させ、高濃度期間ではフリップ角を前記増加過程の最終値で一定とし、後半の低濃度期間ではフリップ角を減少させてもよい。

産業上の利用可能性

[0163] 本発明によるMRI装置は、垂直磁場方式のみならず、水平磁場方式のMRI装置に適用可能である。

請求の範囲

[1] 磁気共鳴イメージング装置を用いて、被検体の血管像を造影剤を用いて撮影する造影angiography法であつて、

- (a) 前記血管を含む被検体の所望の領域を静磁場空間に配置するステップ、
- (b) 前記被検体に造影剤を注入するステップ、
- (c) 前記所望の領域を、少なくとも1つの撮影パラメータを有する所定のパルスシーケンスに基づいて撮影するステップ、
- (d) 前記撮影ステップで取得された撮影データから血管像を再構成するステップ、
- (e) 前記血管像を表示するステップ

を含む造影angiography法において、

前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、前記血管内の前記造影剤の濃度に対応して、前記パルスシーケンスの少なくとも1つの撮影パラメータの値を変更することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法。

[2] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法において、

前記撮影ステップ(c)では、前記造影剤の濃度に対応して第1の期間と第2の期間が設定され、前記第1の期間と前記第2の期間とで前記撮影パラメータの値が異なることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法。

[3] 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法において、

前記撮影ステップ(c)では、少なくとも2つの前記撮影パラメータを選択し、前記第1の期間と前記第2の期間とで異なる前記撮影パラメータを選択することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法。

[4] 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法において、

前記第1の期間では第1の撮影パラメータの値を変更し、前記第2の期間では第2の撮影パラメータの値を変更することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiography法。

[5] 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記第1の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなる時点までの濃度増加期間であり、前期第2の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなった時点からの濃度減少期間であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[6] 請求項4記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記第1の期間は、前記造影剤の濃度がピークとなる時点を含む所定閾値以上の高濃度期間であり、

前記第2の期間は、前記造影剤の濃度が所定閾値未満の低濃度期間であることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[7] 請求項5記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記パルスシーケンスは、前記撮影パラメータとしてフリップ角と繰り返し時間有するグラディエントエコー系のパルスシーケンスであり、

前記フリップ角と前記繰り返し時間の内の少なくとも一方の値を変更し、

前記フリップ角の変更は、前記濃度増加期間では濃度増加に追従して増加させ、前記濃度減少期間では濃度減少に追従して減少させ、

前記繰り返し時間の変更は、前記濃度増加期間では濃度増加に追従して減少させ、前記濃度減少期間では濃度減少に追従して増加させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[8] 請求項6記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記パルスシーケンスは、前記撮影パラメータとしてフリップ角と繰り返し時間有するグラディエントエコー系のパルスシーケンスであり、

前記第1の撮影パラメータは前記フリップ角と前記繰り返し時間の内のいずれか一方であり、前記第2の撮影パラメータは他方であり、

前記フリップ角を、前記高濃度期間のフリップ角が前記低濃度期間のフリップ角より大きくなるようにし、

前記繰り返し時間を、前記高濃度期間の繰り返し時間が前記低濃度期間の繰り返し時間より短くなるようにすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[9] 請求項8記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記第1の撮影パラメータの値を前記ピーク時点の前後で反対方向に変化させ、前記第2のパラメータの値を単調に増加又は減少させることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[10] 請求項7乃至9記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記フリップ角の変更は、そのフリップ角がエルンスト角となるように行い、

前記繰り返し時間の変更は、前記フリップ角がエルンスト角となるように行なうことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[11] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記表示ステップ(e)では、値が変更された撮影パラメータの各値から導かれる統計値を表示することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[12] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記撮影ステップ(c)では、前記造影剤の濃度がピークとなる時点の近傍において、k空間の中心データを取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[13] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記配置ステップ(a)と前記再構成ステップ(d)の間のいずれかにおいて、

(f) 前記撮影ステップ(c)と同じパルスシーケンスで前記所望の領域を撮影するステップを有し、

前記再構成ステップ(d)では、前記2つの撮影ステップ(c)と(f)で取得された画像の差分から前記血管像を求める特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[14] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記配置ステップ(a)と前記注入ステップ(b)の間に、

(g) 前記被検体に前記造影剤を注入して、前記血管における該造影剤の濃度変化情報を取得するステップ

を含み、

前記撮影ステップ(c)では、前記濃度変化情報に基づいて、該ステップ(c)の開始が指示されると共に前記撮影パラメータの値を変更することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[15] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記注入ステップ(b)と前記撮影ステップ(c)の間に、

(h) 前記血管を含む所望の領域の監視画像を連続して撮影して、前記撮影ステップ(c)の開始を指示するステップを有し、

前記開始指示は、前記血管内における前記造影剤の濃度情報が反映された信号を前記監視画像から抽出して、該信号が所定の閾値を超えた時に行われることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[16] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法において、

前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、異なる種類の前記撮影パラメータの値を変更することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法。

[17] 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置を用いた造影アンジオグラフィー法にお

いて、

前記撮影ステップ(c)では、撮影中に、前記撮影パラメータの値の変更方法を変更することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置を用いた造影angiオグラフィー法。

[18] 被検体(1)に、静磁場を与える静磁場発生手段(2)と、傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段(3)と、前記被検体体内の原子核スピニに核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスを照射する高周波磁場送信手段(5)と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出するエコー信号受信手段(6)と、上記エコー信号を受信するための、少なくとも1つの撮影パラメータを有するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段(4)と、上記エコー信号受信手段(6)で検出したエコー信号を用いて血管像を再構成する信号処理手段(8)と、前記血管像を表示する表示手段((20)と、を備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記パルスシーケンス制御手段(4)は、前記パルスシーケンスの実行中に、前記被検体に注入された造影剤の前記血管内における濃度に対応して、該パルスシーケンスの少なくとも1つの撮影パラメータの値を変更することを特徴とすることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[19] 請求項18記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記信号処理手段(8)は、事前に取得された前記造影剤の濃度変化情報に基づいて前記濃度を予測し、

前記パルスシーケンス制御手段(4)は、前記濃度の予測値に基づいて前記血管像の撮影を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[20] 請求項19記載の磁気共鳴イメージング装置において、

前記血管像の撮影の開始を指示する入力を受け付けるための入力部を備え、

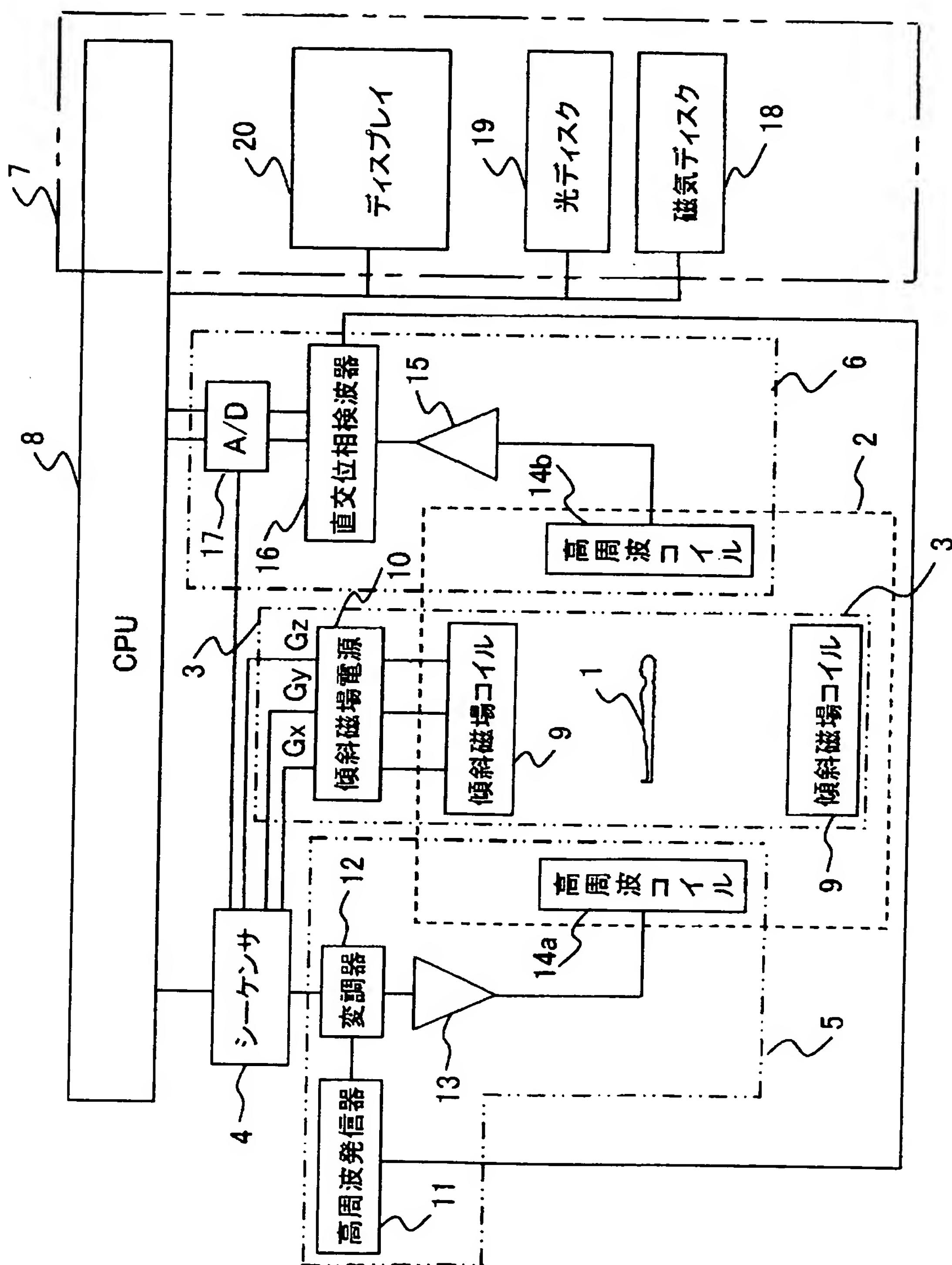
前記パルスシーケンス制御手段(4)は、前記血管を含む監視画像を連続して撮影し、

前記表示手段(20)は、前記監視画像を連続して表示し、

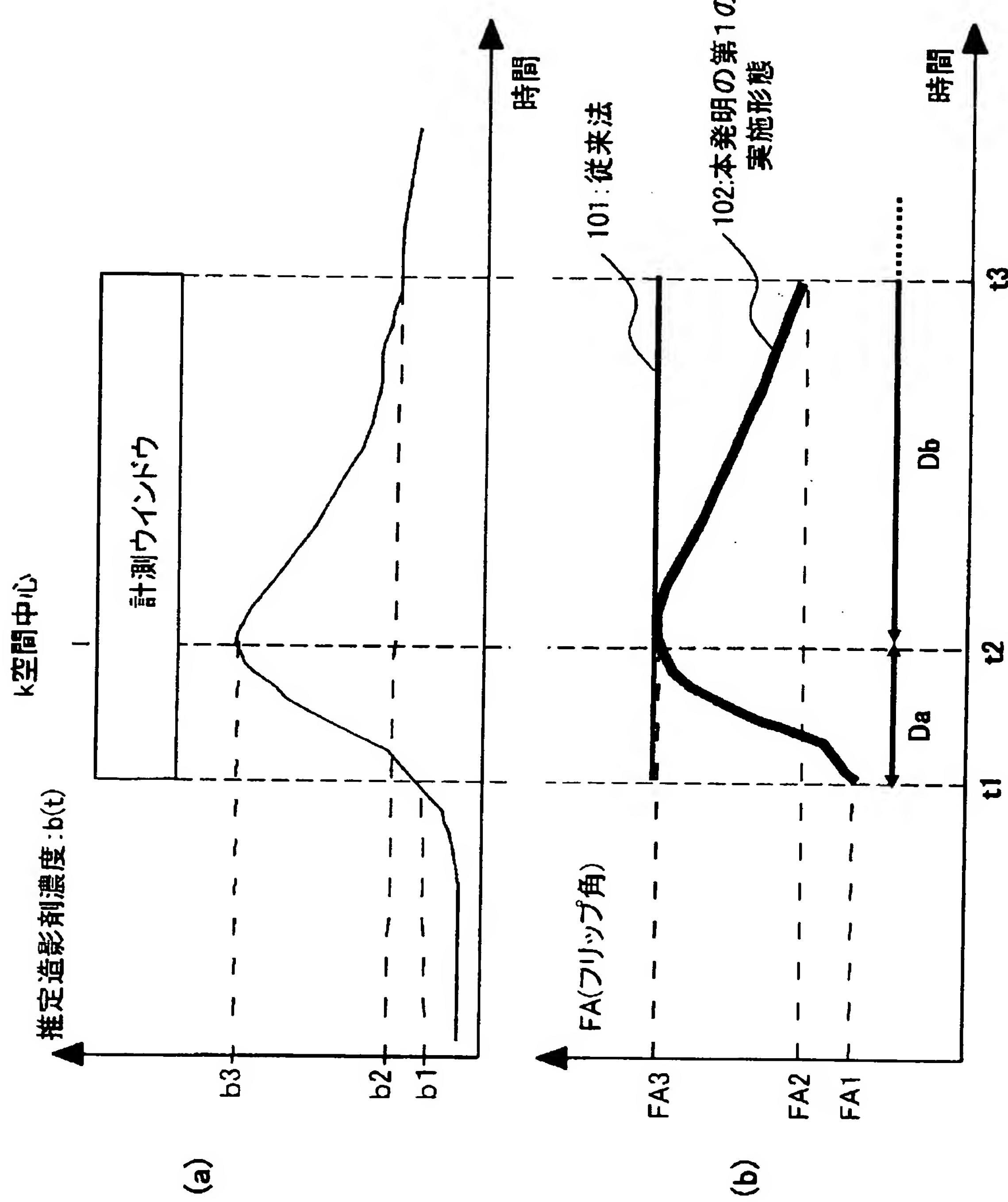
前記パルスシーケンス制御手段(4)は、前記開始指示に基づいて、前記監視画像の撮影から前記血管像の撮影に切り替えることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

[21] 請求項18記載の磁気共鳴イメージング装置において、
造影剤注入手段を有して、造影剤が該造影剤注入手段によって注入されることを特
徴とする磁気共鳴イメージング装置。

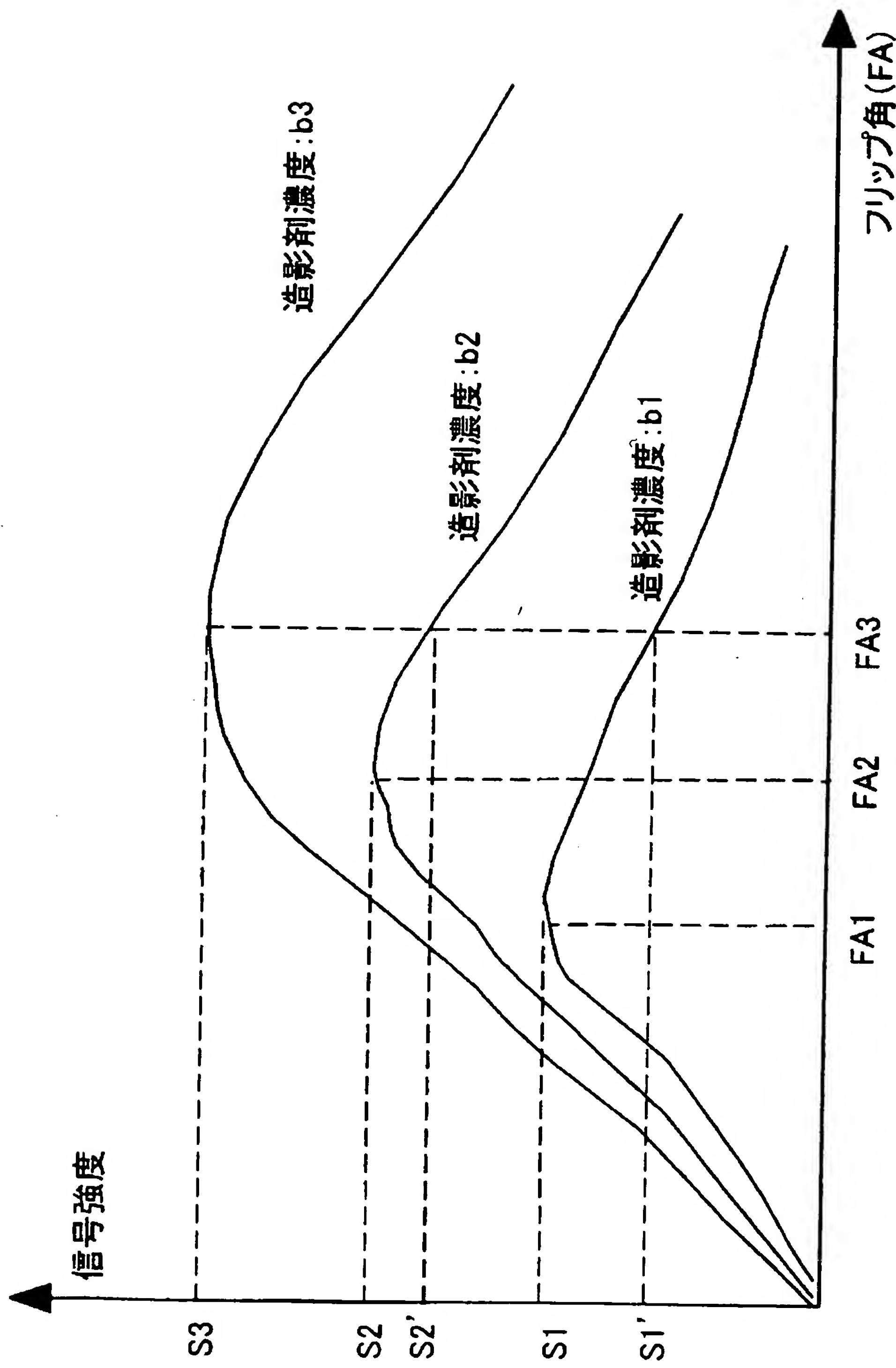
[図1]



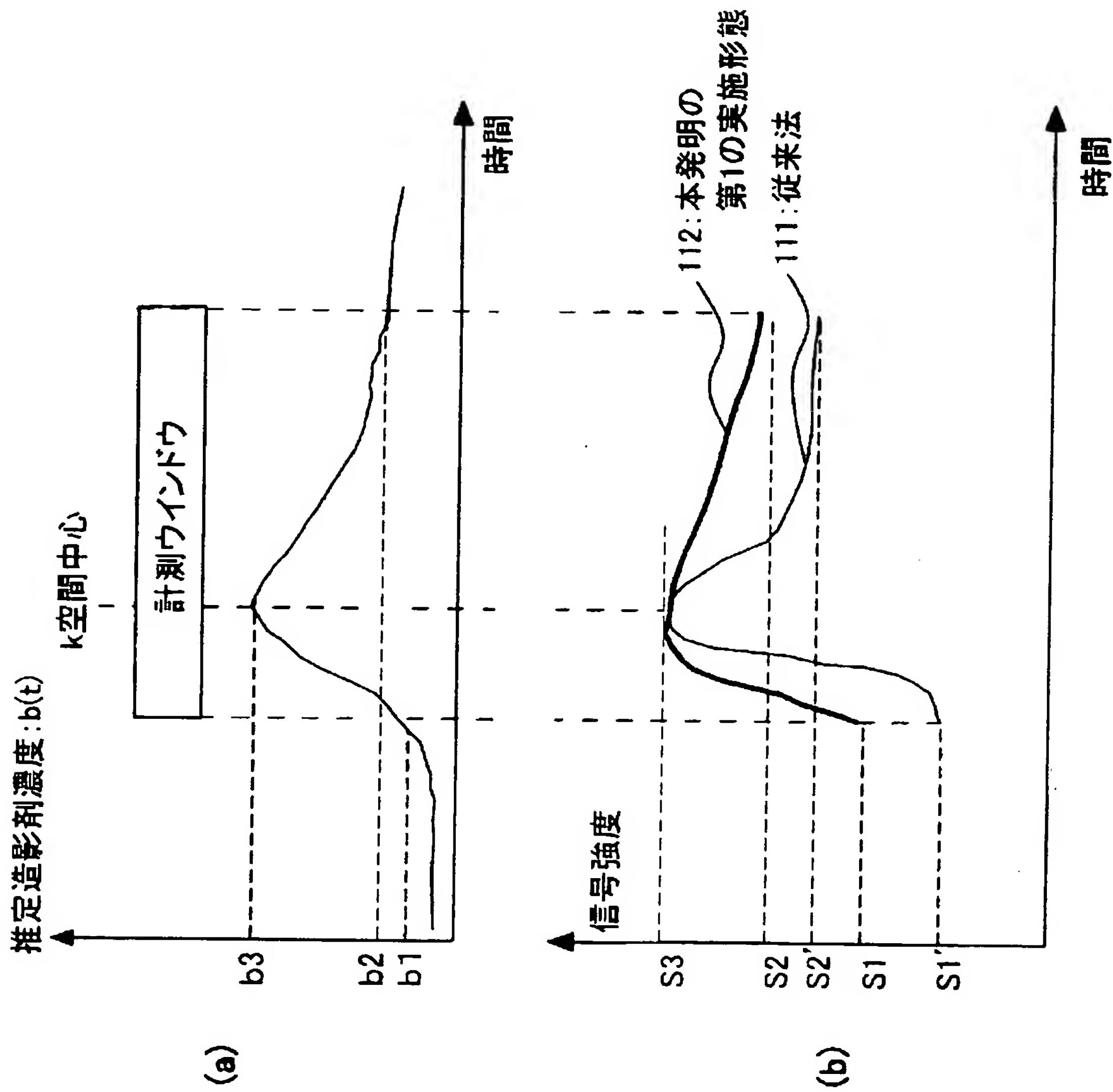
[図2]



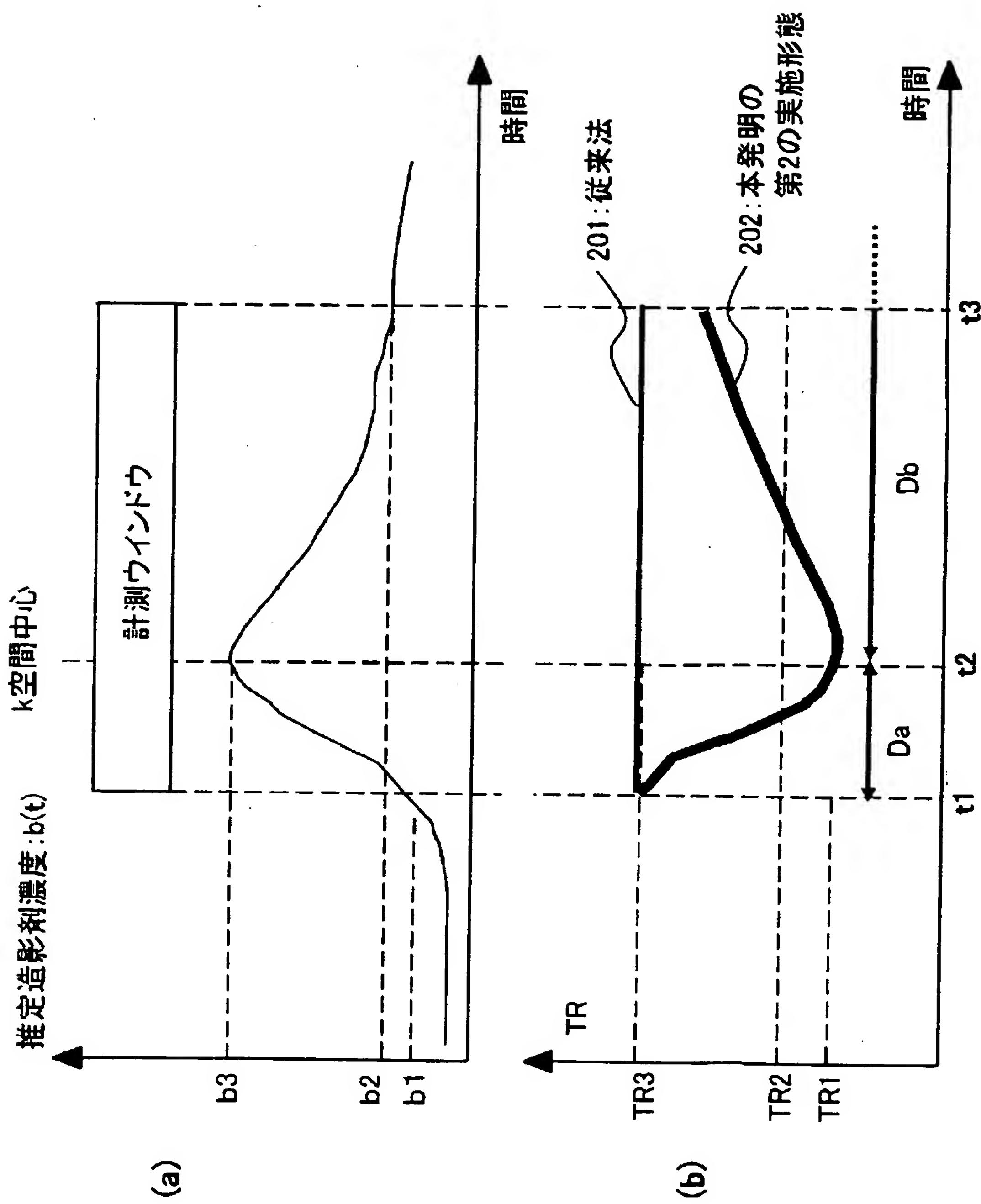
[図3]



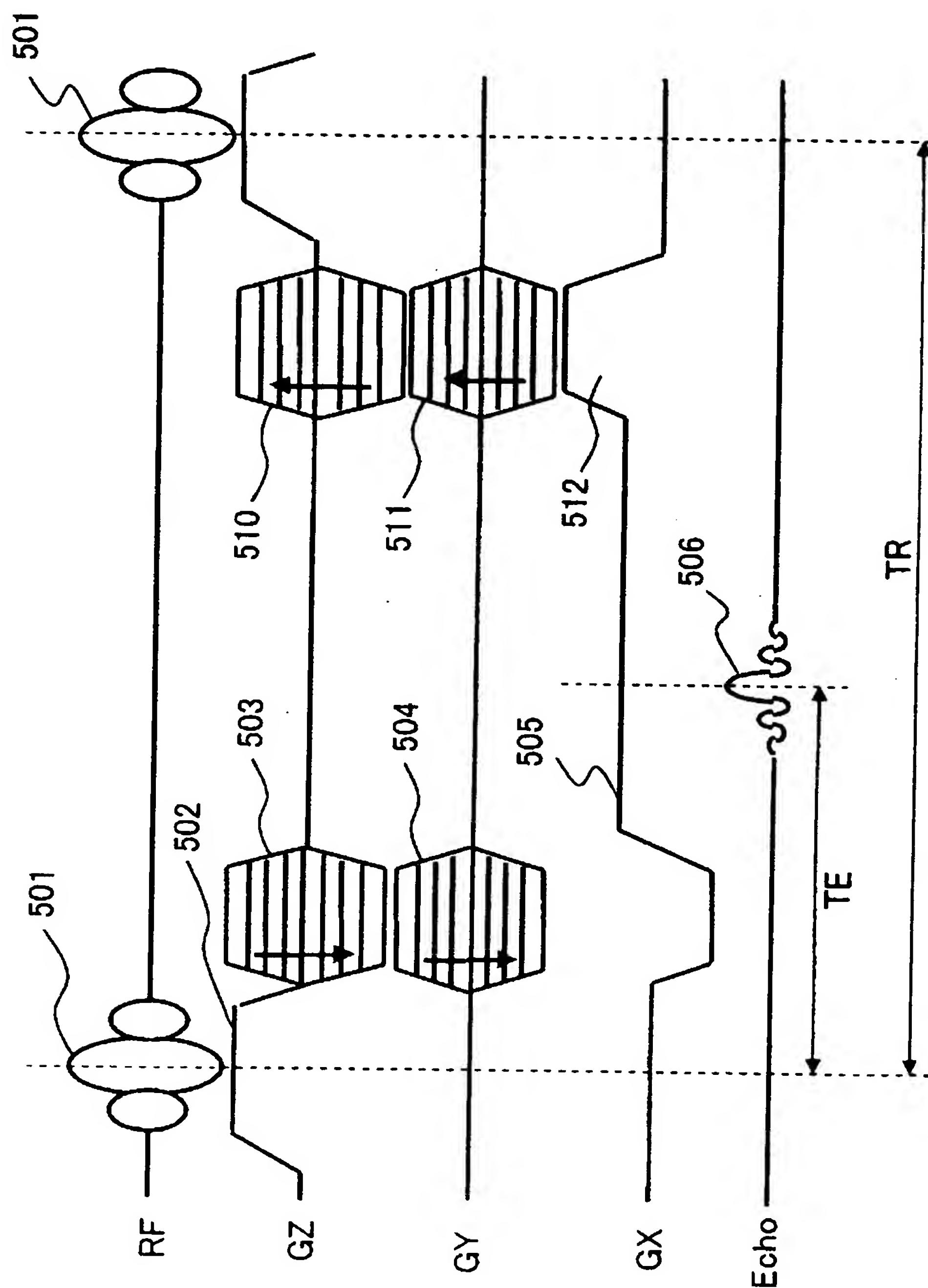
[図4]



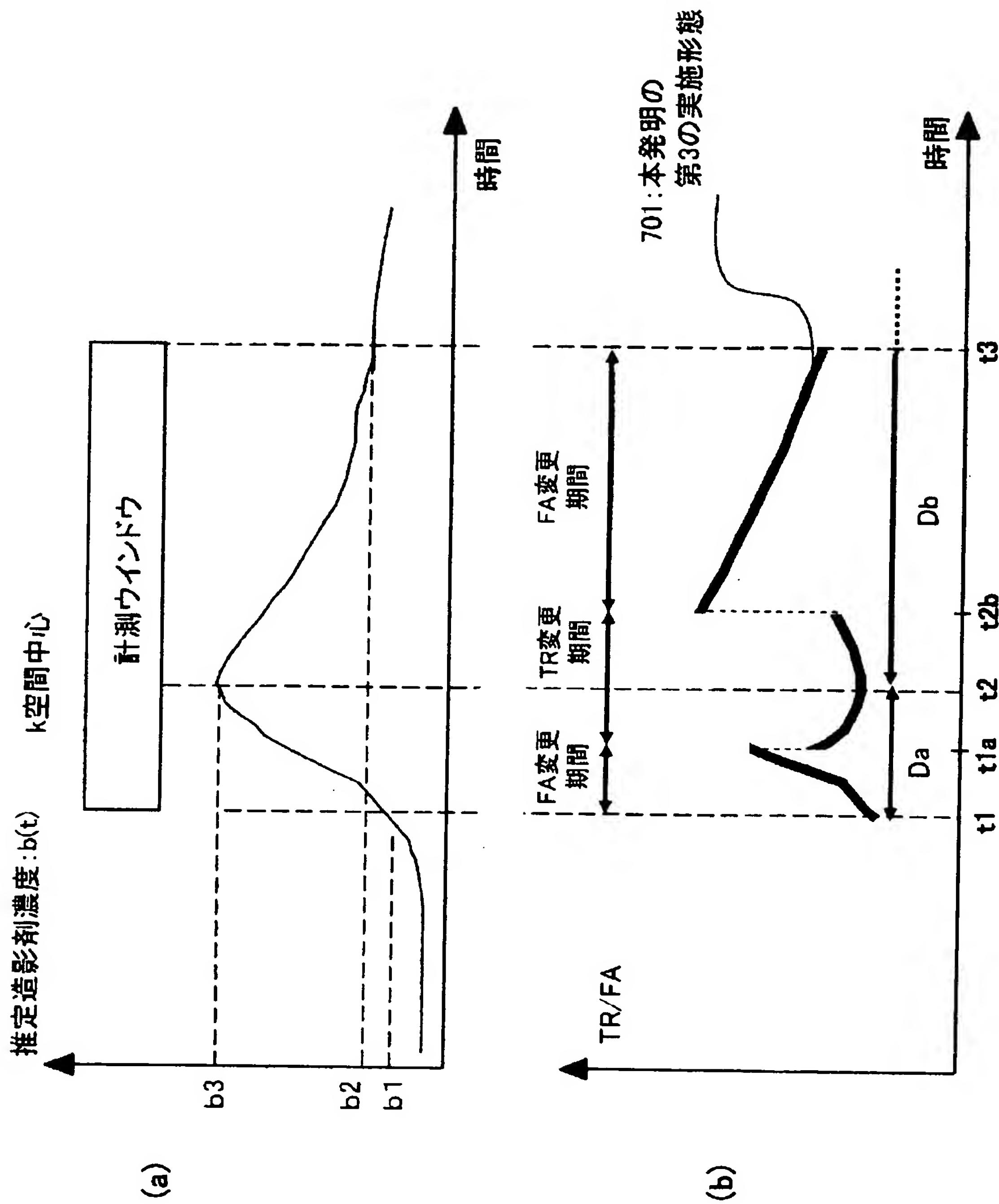
[図5]



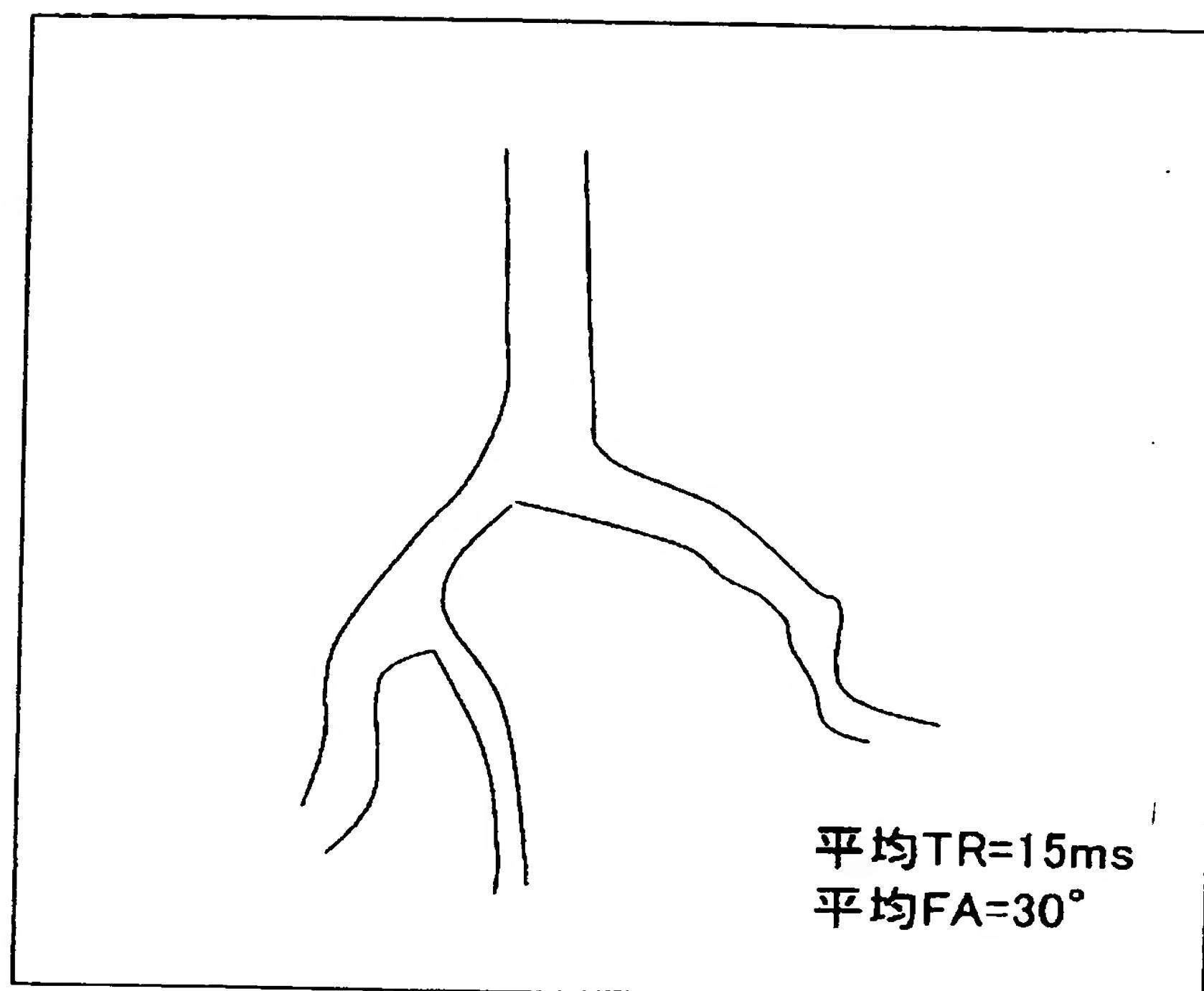
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/014660

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl' A61B5/055, G01R33/563

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl' A61B5/055, G01R33/20-33/64, G01N24/00-24/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JICST FILE (JOIS)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 01/75469 A1 (WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION), 11 October, 2001 (11.10.01), Full text; all drawings & JP 2003-529421 A & EP 1047951 A2 & US 6381486 B1	1-6, 11-21
X	JP 2001-212108 A (Hitachi Medical Corp.), 07 August, 2001 (07.08.01), Full text; all drawings & US 2003011368 A1 & WO 01/58352 A1	1-6, 11-21

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

Special categories of cited documents:	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 October, 2004 (28.10.04)

Date of mailing of the international search report
16 November, 2004 (16.11.04)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/014660

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-276016 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October, 2001 (09.10.01), Full text; all drawings & US 2003011386 A1 & WO 01/58352 A1	1-6, 11-21
A	JP 2003-500132 A (AMERSHAM MEALTH AS.), 07 January, 2003 (07.01.03), Full text; all drawings & WO 00/72032 A1 & EP 1181570 A1	7-10
A	T. Masumoto, "Development of Intraarterial Contrast-enhanced 2D MRDSA with a 0.3 Tesla Open MRI System", Magnetic Resonance in Medical Science, 01 July, 2003 (01.07.03), Vol.2, No.2, pages 97 to 103	7-10

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl' A61B 5/055, G01R 33/563

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl' A61B 5/055, G01R 33/20-33/64,
G01N 24/00-24/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2004年
日本国登録実用新案公報	1994-2004年
日本国実用新案登録公報	1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICSTファイル (JOIS)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	WO 01/75469 A1 (WISCONSIN ALUMNI RESEARCH FOUNDATION) 2001. 10. 11, 全文, 全図 & JP 2003-529421 A & EP 1047951 A2 & US 6381486 B1	1-6, 11-21
X	JP 2001-212108 A (株式会社日立メディコ) 2001. 08. 07, 全文, 全図 & US 2003011368 A1 & WO 01/58352 A1	1-6, 11-21

 C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

28. 10. 2004

国際調査報告の発送日

16/11.2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C(続き) 関連すると認められる文献		関連する 請求の範囲の番号
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	
X	JP 2001-276016 A (株式会社日立メディコ) 2001.10.09, 全文, 全図 &US 2003011386 A1 &WO 01/58352 A1	1-6, 11-21
A	JP 2003-500132 A (アマシャム・ヘルス・エーエス) 2003.01.07, 全文, 全図 &WO 00/72032 A1 &EP 1181570 A1	7-10
A	T. Masumoto, "Development of Intraarterial Contrast-enhanced 2D MRDSA with a 0.3 Tesla Open MRI System", Magnetic Resonance in Medical Science, 2003.07.01, Vol.2, No.2, p.97-103	7-10